

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

昭61-41439

⑬ Int. Cl.⁴A 61 B 5/08
G 01 N 33/497

識別記号

庁内整理番号

7916-4C
8305-2G

⑭ 公開 昭和61年(1986)2月27日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全 20 頁)

⑮ 発明の名称 心肺活動試験及び表示装置

⑯ 特 願 昭59-164717

⑰ 出 願 昭59(1984)8月6日

⑱ 発 明 者 スチーブン ティー. アメリカ合衆国ミネソタ州スチルウォーター, セント ク
アンダーソン ロイツクス トレイル エヌオウ. 14253

⑲ 発 明 者 キヤサリン エイ. ア アメリカ合衆国ミネソタ州スチルウォーター, セント ク
ンダーソン ロイツクス トレイル エヌオウ. 14253

⑳ 発 明 者 テランス ジェイ. キ アメリカ合衆国ミネソタ州ミネアポリス, アルドリツヒ
ヤツプセン アベニュー サウス 4416

㉑ 出 願 人 メディカル グラフィ アメリカ合衆国ミネソタ州ショービュー, ウェストカウ
ックス コーポレーシ ティ ロード イー 501
ョン

㉒ 代 理 人 弁理士 浅 村 皓 外2名

明 細 書

1. 発明の名称

心肺活動試験及び表示装置

2. 特許請求の範囲

- (1)(a) 被験者の口に当てがい前記被験者の吸気及び呼気流に比例する第1のアナログ電気信号を発生する装置を含むマウスピース部材と、
- (b) 前記マウスピース部材に接続され前記呼気流内の炭酸ガス値に比例する第2のアナログ電気信号を発生する第1のガス分析装置と、
- (c) 前記マウスピース部材に接続され前記呼気流内の酸素値に比例する第3のアナログ電気信号を発生する第2のガス分析装置と、
- (d)(i) 記憶された命令プログラムに従って演算を行うようにプログラムされた第1のコンピュータ装置と、
- (ii) 前記第1のコンピュータ装置により制御されかつ第1のコンピュータ装置と、前記第1及び第2のガス分析装置に接続されて前記第1、第2及び第3のアナログ電気信

号を所定シーケンスでサンプルして各サンプリング期間中に前記第1、第2及び第3のアナログ電気信号を前記アナログ信号を表わすデジタル量に変換する装置と、

- (f) 前記デジタル量を前記演算のオペランドとして少くとも一時的に記憶する前記コンピュータ装置内の装置とを含む波形分析器と、

- (e) 前記演算結果を表示する装置と、
- (f) 前記第1のコンピュータ装置から離されて前記表示装置と制御関係に接続された第2のコンピュータ装置と、
- (g) 前記演算の前記結果を前記第1のコンピュータ装置から前記第2のコンピュータ装置へ送信する装置

とを具備する心肺活動試験及び表示装置。

- (2) 特許請求の範囲第(1)項記載の装置において、さらに

- (a) 心拍数信号発生装置と、
- (b) 前記心拍数信号を前記波形分析装置内の前

記サンプリング装置に接続する装置
とを具備する心肺活動試験及び表示装置。

(3) 特許請求の範囲第(1)項記載の装置において、
さらに

(a) 前記被験者が実行する作業負荷に関連する
もう一つの信号を前記波形分析装置に加える
装置

を具備する心肺活動試験及び表示装置。

(4) 特許請求の範囲第(1)項記載の装置において、
前記サンプリング装置は吸気流もしくは呼気流周
期の少くとも100倍高い速度で作動する心肺活
動試験及び表示装置。

(5) 特許請求の範囲第(1)項記載の装置において、
前記演算の前記結果は前記表示装置が一息ごとの
ペースで作動できるような速度で前記コンピュー
タ装置に送信される心肺活動試験及び表示装置。

(6) 特許請求の範囲第(1)項記載の装置において、
さらに

(a) 前記第1のアナログ電気信号を表わすデジ
タル量を所定基準量と比較し、前記デジタル

3

生データからいくつかの可能な心肺パラメータを
決めるのにさまざまな手計算を必要とした。

従来技術のもう一つの装置は、個人の呼吸を集
めて同期的間隔でガス分析^(器)によりスポットサン
プルを行つて平均呼吸濃度を決定する混合室である。
呼吸量は前記バッグ法もしくはタービン等の別の
体積変換装置により測定される。

従来技術は全て一息ごとに分析を行つて運動期
間中の最初の重要な呼吸を分析することができな
い。従来技術の装置は不具及びリハビリテーショ
ンの評価に代表的に存在するある小期間を説明す
ることができず、従つて個人の心肺の活動及びパ
ラメータの標準評価を行うペースラインを得るこ
とができない。

本発明の心肺訓練装置はリアルタイム分布処理
装置であり、最初の呼吸で始まつて特定時間間隔
だけ継続する各呼吸を分析して休息中もしくはス
トレスを受けている場合の個人の監視を行うこと
ができる。

発明の概要

量が前記基準量と比較にならない場合には前
記デジタル量が前記オペランドの一つとなる
のを防止する装置

を具備する心肺活動試験及び表示装置。

3. 発明の詳細な説明

発明の背景

発明の分野 本発明は電子医療計測装置、より
詳細には運動中の心臓及び肺の能力を評価する一
息ごとのリアルタイム心肺訓練装置に関する。

従来技術の説明 従来技術の訓練モニタ及び装
置は運動中の個人の心肺の一息ごとの分析を行う
ことができなかった。

従来技術の最も早期の訓練モニタは個人がダク
ラスバックや気球等のバッグに息を吐いてそれを
手で集めていた。次に研究所の技師が運動の終り
にガス分析器を使用してバッグ内のガスを分析し
吐き出されたCO₂及びO₂を決定していた。さら
に呼吸量の分析にはバッグの中味をガス計量器
(チソット)に吐き出して収集期間中に吐き出さ
れたガス量を秤量することが含まれていた。この

4

本発明は心肺訓練装置を提供し、それは休息中
もしくは、より重要なことであるがストレス訓練
期間中の個人の心肺活動をリアルタイムで一息ご
とに分析して複数のパラメータを測定するマイ
クロプロセッサベース波形分析器を含んでいる。
本装置は心肺器官問題を突き止めたり個人の身体
の適性を一般的に評価するのに使用できる。本装
置は専用のユーザアクセス診断装置であり、個人
の基本的な新陳代謝機能を一息ごとのペースで出力
するか、もしくは最初の呼吸で始まりストレス状
態での個人の訓練期間中継続する使用者の指定す
る時間間隔にわたつて出力するか、もしくは休息
状態で監視する。

本発明の実施例に従つてマイクロプロセッサベ
ース波形分析器が提供され、それは入力として心
肺トランスジューサからの出力を受信して個人の
心肺パラメータのリアルタイム、一息ごとの分析
を行うように接続されている。例えば入力にはニ
ューモタコグラフ、O₂分析器、CO₂分析器、
ECGモニタ及び所望する場合、光サイクルエルゴ

メータ、踏車、他種の心臓ストレス装置及び酸素濃度計を含むことができる。波形分析器はコンピュータの制御の下で作動して、トランスジューサからのアナログ信号をデジタル信号にサンプル且つ変換し同時に信号の位相変移を補償して記憶し後に計算する。波形分析器はホストコンピュータの制御の下で個人の心肺パラメータを定義するデジタルデータを送信してテープやディスクやCRT上のグラフィックディスプレイやハードコピープリンタに記録するように構成されている。呼吸量、一分換気量、呼吸数、心拍数、最終呼吸の吸気時間、前の呼吸の総時間、最小 CO_2 及び O_2 、 CO_2 及び O_2 尖頭値、 CO_2 及び O_2 量等のパラメータを記憶、表示もしくは記憶することができる。本装置は無気閾値に達するまでストレス状態の下で患者のリアルタイム監視を行うことができる。ストレスを除去すると心肺機能の回復を観察することができる。一息ごとのペースで監視を行うため、不必要な患者の努力や危険を解消することができる、これは患者が心肺のリハビリテーション

7

用して作業を行い、このような作業を行いながら無気閾値等のある種の新陳代謝パラメータを決定することができる。こうして所定の安全閾値を越えないように患者を制約することができる。これは健康状態の診断を受けている個人にとって特に重要であり、特に訓練により患者に危険がもたらされると考えられるような場合に患者の不必要な努力や不快感を解消する。

本発明のもう一つの重要な局面及び特徴は臨床環境において訓練テストのガス交換を一息ごとに分析できることであり、急速に進歩しつつある増進訓練テストを行うことができる。増進すなわち傾斜訓練の研究を使用して患者の無気パラメータに関する完全な情報を得ることができる。この種の急速に進歩する訓練テストにより患者の疲労を最少限とし訓練を中止した後の急速な回復が可能となる。これはテストを繰り返して訓練に対する身体の応答に及ぼす薬事及び酸素処理を評価できるため有利である。

本発明の実施例のある特徴について説明してき

ョンを受けている場合に重要なことである。

サンプリングは例えば各動的チャネル上で毎秒100回行つて波形分析器により比較的連続的に情報の更新を処理することができる。波形分析器は独得な制御を行つて各呼吸を処理するだけでなくせきや飲み込み等の結果生じる不調和な呼吸パターンを検出する。

本発明のもう一つの重要な特徴は心肺訓練装置が含まれていて処置及びリハビリテーションプログラム中に適性問題や心肺器官の病気を診断できることである。本装置は一息ごとのペースで個人の心肺パラメータをグラフィックディスプレイもしくはデータ一覧表の形式で瞬時表示する1個の専用電子アセンブリを具備している。印刷された出力は後に払戻しが保険によるものかあるいは政府の医療払戻プログラムによるものかという医療費払戻しの促進に使用される。

本発明のもう一つの重要な局面及び特徴はストレステストを行う心肺訓練装置である。患者はサイクルエルゴメータ、踏車もしくは他の装置を使

8

たが、リアルタイムで一息ごとの分析を行つて休息中もしくはストレステスト中の個人を監視する心肺訓練装置を提供することが本発明の主目的である。

臨床応用において柔軟性があり、患者にとって安全且つ簡便で、最大酸素摂取量(最大 VO_2)測定における分解能及び精度が改善され、 O_2 摂取機構、 CO_2 出力及び訓練中の換気を測定することができ、全訓練テスト中の最終呼吸量を測定して傾向を知ることができ、ハードコピーにより訓練テストの実施、報告及び記録時間を低減することができる心肺訓練装置を提供することも本発明の目的である。

分布された処理装置間に指示通りタスクを割り当てて協働ベースで作動する複数のデータ処理装置を使用した心肺テスト装置を提供することも本発明の目的である。特に第1の処理装置はさまざまな新陳代謝パラメータのサンプリングを制御しサンプルされた値をデジタル表示に変換し、デジタルデータを使用してさまざまな計算を行うのに

使用される。第2の処理装置は印字、作図及びディスプレイ装置と一緒に使用して使用者に有意データを与える。

複数のアナログ入力パラメータのサンプリングを行う波形分析器を具備し、該波形分析器はアナログ信号をデジタル信号に変換して O_2 及び CO_2 濃度に関する動的信号の位相変位を調整しそれらを時間的に適切に調整して流量と相関づける回路を含む心肺訓練装置を提供することも本発明の目的である。すなわち波形分析器は呼吸及び吸気流をデジタル化して、これらの信号を記憶し呼吸流信号と O_2 及び CO_2 信号間の位相遅延を修正する回路も含んでいる。

呼吸量、呼吸数、吐出換気、分圧最終呼吸 O_2 量、分圧最終呼吸 CO_2 量、 O_2 摂取量、 CO_2 出力、呼吸比、 O_2 換気等量、 CO_2 換気等量、心拍数、 O_2 パルス及び O_2 飽和を含む複数のパラメータを一息ごとのペースでリアルタイムに表示もしくは作図する心肺訓練装置を提供することも本発明の目的である。これらのパラメータは本発明のパラ

11

のECG出力を出す。第2図及び第3図について後記するように、波形分析器30はニューモタコ14、ECGモニタレコーダ28、 O_2 分析器24及び CO_2 分析器26に接続されている。波形分析器30はまたサイクルエルゴメータ32、踏車34、オプティカルエア酸素濃度計36及び心臓ストレス装置38にも接続することができる。構成要素24～38は従来技術で得られるものであり、後記するように波形分析器30に接続されるもう一つのラックは第2図に略示するように中央処理装置40、陰極線管ディスプレイ42、テレタイプライターキーボード44、グラフィック複写器48、テープドライブ50及びオプションディスク52を含んでいる。

吸気及び呼気管22、マウスピース組立体16及び O_2 分析器24^と CO_2 分析器26への輸送管はスプリング付勢2本棒リンクにより装置ラック12から支持されているためテスト中の人間は心地よくマウスピースを口にくわえることができ、他の装置の重畳はリンク構成により支持される。本装

13

メータを制約するものではなく説明上単に例としてあげたにすぎない。

実施例の説明

訓練装置10の実施例からなるハードウェア要素の斜視図及びそのシステムブロック図を夫々示す第1図及び第2図において、装置ラックすなわちフレーム12はマウスピース16に接続されたニューモタコグラフ14を含む複数のモジュールを含んでいる。マウスピース16の近くには差動トランスジューサ18及び呼吸中に気流に比例したアナログ電気信号を出すのに使用するキャリア/復調増幅器20が配置されている。さまざまな種類のニューモタコが市販されているので、ユニットの詳細構造をここで説明する必要はないと思われる。第1図に示すように1組のフロー管22がマウスピース16間に接続されており酸素(O_2)分析器24及び炭酸ガス(CO_2)分析器26につながっている。

CRTディスプレイ28a及びストリップレコーダ28bを有するECGモニタレコーダ28が個人

12

像10は個人の呼吸機構からの呼吸のサンプリングを行う他に呼吸及び心臓機能の正確な一息ごとの測定を行うことができる。

第2図は後記するさまざまな要素14～52の相互接続を示す心肺訓練装置10のブロック図である。波形分析器は概略が第3図に示され、システム入出力装置14～38の複数の直列入出力チャネルを有している。波形分析器30はコンピュータ40に接続されている。

圧力トランスジューサ18(第2図)はマウスピース16からの呼吸中に得られる差圧を呼吸流に直接比例する電気信号に変換するように作動する、電気信号は波形分析器30の第1の入力チャネル(CH1)に加えられる。

図示しないサンプル管がマウスピース16から CO_2 分析器26の入力に接続されている。分析器26は赤外吸収技術を使用して混合呼吸内の炭酸ガス濃度を測定するように設計された多くの市販装置の中の一つとすることができる。しかしながら混合気内の CO_2 分圧を測定する他種の装置もあ

り、本発明は赤外吸収型 CO₂ 分析器の使用に制約されるものではない。分析器 26 の出力は監視呼吸サイクル中のリアルタイム CO₂ 濃度に対応する電氣的アナログ波形である。この電氣信号は波形分析器 30 の第 2 の入力チャンネルに加えられる。

同様に呼吸はマウスピース 16 から O₂ 分析器 24 の入口部に通され、O₂ 分析器 24 もサンプルされる混合気内の酸素の分圧の測定値である電氣的出力を出す。この電氣的信号は波形分析器 30 の第 3 の入力チャンネルに加えられる。

第 3 図に示すように好ましくは波形分析器 30 はアナログ波形を分析するマイクロプロセッサベース装置であり、受信波形を所定標準と比較し標準と合致しない波形については後の処理を行わない。この点について波形分析器は受信波形の尖頭値及び入力信号の周波数に対応する値を測定及び記憶することができる。波形分析器は汎用デジタルコンピュータとすることができるホスト CPU 40 等の外部装置の制御下におくこともできる。波形分析器 30 9 には直列インターフェイスが設

15

O₂ ベースライン及び前の呼吸における O₂ 呼吸量を出すことができる。波形分析器のチャンネル 4 に加わる心拍数信号は単なる単位時間当りの心拍数にすぎない。

波形分析器 30 からの直列デジタルデータは直列インターフェイスを介して受信データにさまざまな計算を行うようにプログラムされたコンピュータ 40 に加えることができる。コンピュータは例えば各呼吸に対して $l/\text{分}$ の換気量を計算し計算結果をビデオディスプレイ端末装置 42 もしくはプリンタ/プロッタに表示する。さらにコンピュータ 40 は CRT ディスプレイスクリーン 42 上に一連のテキスト型命令を一時的に表示し医療技師が装置を適正に校正して使用することができるようにプログラムすることができる。すなわちビデオディスプレイ 42 は初期校正及び後の患者のテスト機能を行うのにとるべきステップを順次表示することもできる。こうしてコンピュータとディスプレイ能力とにより装置は相互に作用され、人間の熟練の必要性が少なくなる。

17

けられている。波形分析器 30 内にマイクロプロセッサ型制御器を含むことにより、ユニットをプログラムしてさまざまな入力を分析しデータに所望シーケンスで特定タスクを行うようにすることができる。

波形分析器 30 の 1, 2, 3 及び 4 チャンネルには代表的に 4 つのアナログ波形が生じ、それらは夫々気流、混合呼吸内の炭酸ガス及び酸素値及び心拍数に比例する。心拍数信号は ECG 28 から簡便に得ることができ波形分析器 30 のチャンネル 4 に加えられる。所定の他の信号の他にこれらの入力信号に基いて、波形分析器 30 は受信データ処理し、最終呼吸量、換気、最終吸気時間、総最終呼吸時間、呼吸数等のパラメータを出すように構成されている。炭酸ガス分析器 26 からのアナログ波形を使用して、波形分析器は最終呼吸における CO₂ 呼吸量だけでなく CO₂ 尖頭値、ベースライン値を計算するようにプログラムすることができる。同様に酸素分析器 24 から得られるアナログ信号は波形分析器 30 内で処理して O₂ 尖頭値、

16

第 3 図において、波形分析器 30 は例えば CH1 ~ CH8 の複数の入力チャンネルを有するアナログ入力マルチプレクサ 54 を有し、これに気流測定装置 14, 18, 20、ガス分析装置 24, 26 及び ECG モニタ 28 が接続されている。マルチプレクサ 54 は従来の一般的な方法で作動して内部のマイクロプロセッサからマルチプレクサの選定器入力 58 に加わる信号に従って任意のチャンネルを一時に一つずつ順次に出力線 56 に接続する。出力線 56 はアナログ/デジタル変換器 60 の一入力に接続され、既知の方法で入力に加わるアナログ信号を 2 進コードパターンもしくは語として並列出力線 62 上に出力する。

A/D 変換器 60 の出力はバス構成マイクロプロセッサ 66 の入力レジスタ 64 に接続されている。マイクロプロセッサは演算モジュール 72、制御モジュール 74 及びメモリモジュール 76 の他にデータバス 68 及び制御バス 70 を含んでいる。各モジュールは制御バス 70 を介して制御信号を受信しデータバス 68 を介してオペランド情

18

報を送受信する。こうして制御モジュール74の制御の下でデータバス68を介してメモリ76へ入力レジスタ64からの情報が転送される。替りにデータバス68を介してメモリモジュール76と演算モジュール72間でデータを転送することができる。

メモリ76、演算モジュール72もしくは制御モジュール74からのデータもデータバス68を介して出力レジスタ78に転送することができる。直列データ送信をする場合には、出力レジスタ78は個々の段を直列インターフェイス80内の並列直列変換器に加え、そこからの線82上の直列出力を制御バスを介して直列インターフェイスクロック入力84に加えられる制御信号で決まる速度でクロックアウトすることができる。各呼吸の完了時もしくは60秒まで選定可能な使用者選定時間間隔を指定することにより、波形分析器30からのデータは第2図のCRTディスプレイ42もしくはハードコピープリンタ/プロッタ装置44の制御に使用するホストコンピュータ40に転送

19

患者の呼吸の瞬時気流を示すものである。気流波形は大部分は極めてリズムカルであるが、縦の破線が付した部分では幾分乱調となりその後再びリズムカルとなる。曲線の乱調部はせきやくしゃみ等により生じる。

詳記するように波形分析器30はさまざまな測定値の中から呼吸気流の乱調部に基ずくデータは作図されないように除去される。波形分析器30は受信信号周波数の標準からの変動を検出して抑止状態を発生し、抑止状態が解まるまで得られるデータに対する計算は妨げられる。

ml/分で換気を計算するために第4図の波形Aの気流波形の下での面積が積分される。従つて一息ごとのベースで呼吸数と呼吸量の積によりl/分で測定した一分間当りの換気量が得られる。しかしながら、使用者が選定した所定時間間隔にわたつてこれらの各量を加えると、数回の呼吸に対する平均換気が得られる。本発明の装置10はデータをそのまま維持するように作動する。新しい呼吸が行われると、度数カウンタが増分し現在使用

することができる。

動作モード

心肺訓練装置10の動作を最初第4図に関して説明する。

第4図は第1図～第3図、特に第2図及び第3図の波形分析器30の代表的波形入力を示す。図はニューモタコグラフ14、CO₂分析器26、O₂分析器24及びECG28を付随するキャリア/復調器20からの4つの入力アナログ信号を示す。1チャンネル毎秒およそ100サンプルの速度で3つの動的チャンネルがサンプリングを行うことができる。

動作上患者もしくは被試験者は休息もしくはストレスモードでマウスピース16を口に当てリアルタイムで一息ごとの分析を行う。もちろん動作の前にニューモタコグラフ14、分析器24及びECGは初期校正及び調整がされている。

複数のサンプリング期間の任意の一期間中にキャリア/復調増幅器20の出力に生じる信号を波形"A"で示す。この波形Aはml/分で測定した

20

者の選定する時間間隔外にある最も古い呼吸に寄与する測定要素が除去される。

次にアナログ気流信号を処理してそこから所望の情報内容を得る方法について説明する。

呼吸時間(T_E)はニューモタコ信号(波形A)の正の半波期間からなり、総時間(T_{TOT})は前の呼吸の全波時間に等しい。呼吸量(V_T)は前の呼吸の呼吸半サイクルの積分値に等しく波形Aの斜線面積で表わされる。これらの変数を使用してml/分で測定し符号V_Eで示す換気は最終呼吸の呼吸数を乗じた量からなり次のように1式で示すことができる。

$$V_E = \frac{(TV_1 + TV_2 + \dots + TV_n)}{(TT_1 + TT_2 + \dots + TT_n)} \cdot 60$$

ここに(TT₁ + TT₂ + ... + TT_n)は使用者の選定する時間間隔に等しいかそれよりも大きく、TT₁は最も古くTT_nは最も新しい時間である。

波形分析器30はこれらの計算から異常な呼吸を表わす乱調サンプルを除去するように作動する。特に装置のハードウェアが妥当とみなす任意一定

の呼吸の場合この一定の呼吸に対する呼吸量 (V_T) すなわち総呼吸量は操作者が定数として決めた最小値 V_T を越えていなければならない。時間の総和が使用者の選定する時間間隔を越えると、最古呼吸の呼吸量及び時間が計算から外され、最新の呼吸量及び時間が加えられる。こうして波形分析器 30 がサンプルして換気係数の確立に使用されるデータ \dot{V}_E はカレントベースに維持される。

所望の CO_2 及び呼吸濃度を得るため、波形分析器は同じ使用者選定時間間隔にわたってインパルスの尖頭値 (波形 "B") を加算することにより CO_2 分析器 26 の信号出力に作用する。位相一致瞬時気流及び瞬時 CO_2 濃度を乗じることにより、 CO_2 呼吸量を表わす積分重み付平均値 (VCO_2) を得ることができる。

同様に使用者選定時間間隔にわたって波形の尖頭値を加算することにより波形分析器は O_2 信号、波形 "C" に作用する。次に位相一致瞬時 O_2 濃度を乗じることにより、 O_2 呼吸量を表わす積分重み付平均値 (VO_2) を決定することができる。

23

プロセッサは割込駆動され、パワーアップ時の初期化に続いて全タスクは完了後システム監視に制御を戻すように設計されている。こうして第 5 a 図に示すように初期化されるとマイクロプロセッサの RAM メモリがクリアされ (ブロック 150) 全アドレスカウンタ及びスタックポインタが初期化される (ブロック 152)。次にマイクロプロセッサは手動操作 DIP スイッチにより入力されるある変換定数をプログラム制御の下でメモリ 154 へ入力する。USART と呼ぶシステムの通信アルゴリズムがインテル 8085 マイクロプロセッサになじみの深い人には良く知られた方法で開始され、この動作を図のブロック 156 に示す。

次にシステムは監視ストリームに入って最初の割込の発生を待機し、さまざまな処理モードの中の一つを開始することができる。この動作を第 5 a 図のブロック 158 に示す。判断ブロック 160 は任意のタスクが処理待ちであるかどうかをマイクロプロセッサが判断する手段を与える。そうであればマイクロプロセッサはブロック 162 で示

第 3 図のホスト CPU 40 から適正な指令信号を受信すると、波形分析器 30 は入力チャネル 1 ~ 4 を順次サンプルして CO_2 、 O_2 流及び心拍数情報を受け入れることができる。さらにチャネル 5 ~ 8 はサイクルエルゴメータ、エア酸素濃度計等から情報を受信することもできる。送信及び変換動作中に波形分析器 30 内の処理装置は前に受信したデータに同時に計算を行うことができ、こうして計算とデータ送信は重畳して行うことができる。ホストコンピュータ 40 に流出入するデータは好ましくは 7 ビット ASCII コードに符号化され、送信速度は 2400 ボーとすることができ、これはデジタル送信装置でよく知られている通信プロトコルと両立する。

本発明の装置 10 に使用した波形分析器 30 は次に第 5 a 図 ~ 第 5 i 図のフロー図を使って説明する複数の機能を実施するようにプログラムされたマイクロプロセッサを含んでいる。

第 5 a 図は装置のパワーアップ時に行われる動作のフロー図である。波形分析器 30 のマイクロ

24

唆されるように先入先出ベースでタスクを処理する。この最古タスクが完了すると、入力点 XI に制御が戻り、待期中のタスクが無い場合には監視はアイドルモードにとどまり次の割込の発生を待機する。

第 2 図のさまざまなセンサ 14, 24, 26 及び 28 からのデータはいわゆる "G-指令" の制御の下で波形分析器 30 に転送される。"G-指令" に関するフロー図を第 5 b 図に示す。本図に関し波形分析器がコンピュータから G-指令を受信すると、波形分析器のマイクロプロセッサは前の指令から全データをクリアし (ブロック 164) 第 3 図の A/D 変換器のアナログマルチプレクサ 54 が設定され、およそ 100 回/秒の速度でチャネル 1 ~ 4 の各々をサンプルする (ブロック 166)。その後、前の繰返しから換気応答 (\dot{V}_E) 及び呼吸数 (f) を計算する総時間 (TT) 及び呼吸量 (TV) のパラメータがクリアされる。これを第 5 b 図のブロック 168 に示す。次にシステムクロックが開始されてモード更新割込信号がおよ

そ300サンプル/秒の速度で出力されアクティブな各チャンネルが同じ100サンプル/秒の速度で前の結果から更新される。次に制御はブロック170の入力点(XI)においてシステム監視に戻る。0-指令が——ミリ秒ごとに生じる割込により再入力され、入力点は第5c図のフロー図のQ2である。

第5c図は次の入力、システムクロックがリセットされて後の割込の受信準備が行われることを示す。またアナログマルチプレクサ54及びA/D変換器60はチャンネル1～4のアクティブなチャンネルに受信されるデータの変換を開始するように調整される。これらの動作は夫々ブロック172及び174により示される。前記したようにチャンネル2はニューモタコグラフ14及びキャリブ/変調器20を介して気流情報を受信するように構成されている。チャンネル2はCO₂分析器26からデータを受信し、チャンネル3は酸素濃度に関するデータをO₂分析器24から受信するように接続されている。チャンネル4はECG28の心拍数デー

27

量(TV)に加えられる。次に判断ブロック184において、前の既取值が負であつたかどうかというテストが行われる。想定条件の下では負であつたから、ブロック186に示すようにプロセッサの現在のクロック時間を記憶しておき後で吸気時間の終りを指示する。チャンネル1上の前の既取值がまだ正で呼気半サイクルがまだ完了しておらず被験者がまだ呼気中であることを示すと、ブロック188及び190に示すように動作は判断ブロック178の入力点への帰還経路をたどる。ブロック186から出ると第5d図のフロー図のブロック192はクロック時間がリセットされて次の呼吸を開始することを示す。

次にサイクルの呼気時間部は波形分析器30の前面パネル上のDIP(デュアルインラインパッケージ)スイッチによつてシステムに設定された所定定数と比較され、呼気時間が現在の時間よりも小さい場合には、不当な呼吸と判断し、この期間に関するデータは放棄される。これらの動作は判断ブロック194及び196で示され、後者のプ

タを受信するように接続されている。

ブロック176に示すようにチャンネル1がアクティブであつて気流情報を更新する場合には、ソフトウェアは第5d図及び第5e図のフロー図に示す気流変換ルーチンに出る。従つて第5c図のフロー図を一時離れて、次に気流変換プロセスで行われる動作について考える。

第5d図は制御が"GF"と付された点から入り、判断ブロック178においてニューモタコグラフ14からの瞬時データが完全呼吸サイクルの吸気部を要すかどうかという判断がなされる。波形が負であれば吸気流を示し、システムはブロック178の"イエス"出力に従いチャンネル1の前のサンプルがブロック180の吸気流の標識であるかどうかを判断する。そうであれば制御は入力点GFに戻りこのサンプリングプロセスはサンプルが正となつて呼気半サイクルのオンセットを示すまで継続する。これが生じると制御はブロック182に示すように判断ブロック178から"ノー"経路に出て、現在の既取值がこの呼吸の呼気

28

ロックの出力はGF点に入力して気流更新アルゴリズムを再開する。前記したようにせきや他の呼吸障害により不当な呼吸が生じることがある。本発明のシステムはこのような不規則なサンプリング期間を識別して誤データを処理することはない。

呼気時間間隔が妥当な呼吸を示すものとする、呼気サイクルが完了したということを示すフラグが設定され後記するようにこのフラグはCO₂及びO₂分析ルーチンに使用される。このフラグ設定動作をブロック198に示す。次に波形分析器内のマイクロプロセッサが総時間から呼気時間を減じて呼吸の吸気時間ITが得られる(ブロック200)。

第5d図のフロー図のこの点に関する説明は呼気サイクルがサンプルされているものと想定している。吸気サイクルがオンセットされると、制御は判断ブロック180から"ノー"経路へ出て動作202が実施され現在のクロック時間が呼気サイクルの終りとして記録される。次に情報のこの部分を使用する方法について詳細に説明する。

ブロック204に示すようにシステムクロックがリセットされて呼気時間の開始を反映する。再び判断ブロック206において前の呼気時間が0.2秒より大きいあるいは等しいかという判断がなされる。そうでなければ呼吸サンプルは不当として拒絶され制御はブロック178の入力点OFに戻る。第5d図のブロック208及び210を参照願いたい。しかしながら判断ブロック206のテスト基準をパスすると、“吸気アクティブ”フラグが設定されて後記するCO₂及びO₂アルゴリズムが開始される。この動作を夫々第5d図のブロック212に示す。

次にブロック214に示すように波形分析器30内のマイクロプロセッサが作動して呼気時間隔にわたって気流曲線を積分し呼気量(TV)係数を発生する。判断ブロック216において呼気量が予設定下限呼吸量よりも大きいもしくは等しいかという判断がなされ、そうでなければサンプルは浅い呼吸等の不当呼吸として拒絶され計算値は呼吸数及び換気係数の更新には使用されない。

31

呼吸サンプルが確立された基準に合致するものとする、判断ブロック226はブロック232に示す次の動作を行うような制御をたどる。すなわち使用する総時間サンプル(TT)数を60倍してその積を使用者選定時間間隔中に得られる総呼吸回数との和で除すことにより新しい呼吸数値が計算される。

数式で示すと、

$$F = \frac{60 \times N}{TT_1 + TT_2 + \dots + TT_n}$$

上式においてTT₁はサンプリング期間中の最古呼吸の総時間であり、TT_nは呼吸サンプルの最新総時間である。

この計算値を選定送信バッファに記憶した後、波形分析器マイクロプロセッサの次の動作は換気を計算することであり、それを第5e図のブロック234に示す。計算値は送信バッファの所望位置にも格納され、一度受信コンピュータに送信されるとコンピュータはその位置のデータを換気パラメータに関連するものとして認識する。

替りに制御はブロック218及び220に示す“更新フロー”アルゴリズムの開始に再び戻る。しかしながら呼気量が予設定下限呼吸量よりも大きいもしくは等しい場合には、サンプルされた呼吸は妥当であり吸気サイクルの開始時に制御は再び判断ブロック178の入口点に戻る。

第5e図は第5d図のブロック200に示す動作の完了に続く動作を示す。特に呼吸サンプルが完了するとブロック222に示すように記憶バッファが割り当てられ、波形分析器からコンピュータに転送されるデータはこの記憶バッファでアセンブルされる。最初に浅い呼吸を示す呼吸I.D.もしくは妥当な呼吸が吸気時間、総時間及び呼吸係数と同様に送信バッファに入力され、これらの動作を第5e図のブロック224に示す。短い呼吸が含まれているとテストブロック226はアセンブルされたデータが送出されずに同じバッファ領域が後にCO₂及びO₂サンプリングルーチンに使用するのに保存されるような制御をたどり、これを第5e図のブロック228及び230に示す。

32

ブロック230に關して前記した動作の後、波形分析器はフロー更新動作が完了したことを示すフラグを設定し第5c図のブロック176に制御を戻すことができる。これらのステップを第5e図のフロー図のブロック236及び238に示す。

制御が“G-モード更新プロセッサ”ルーチンに戻ると、次の順次ステップは第5c図のブロック240となる。このブロックは制御を第5f図及び第5g図のフロー図に示す“更新CO₂”ルーチンに経路指定する。

制御が“更新CO₂”ルーチンに入ると第5f図のブロック242に示す最初のステップが生じ、問題とする特定呼吸に対して分析器26の現在値サンプル出力を装置の最小値と比較する。現在の脱取値が前の最小脱取値よりも小さければ、新しい脱取値は新しい“最小”値ブロック244として記憶される。ブロック246に示すテストにより現在の脱取値が前の最小値を超えることが判ると、判断ブロック248に示す後のテストが行われチャネル1上のフロー信号が再びサンプルされ

て、それが負であつて患者が呼吸サイクルの吸気部にあるかどうか判断される。吸気部になれば第5 f 図の符号250に示すブロック242の入力点に制御が戻る。このシーケンスは判断ブロック248におけるテストにより患者が呼気サイクルを開始したことが判るまで継続され、この点において位相遅延を許容した後現在のチャネル2脱取値にはその時間に対応する瞬時呼気流が乗じられブロック252により積分される。位相遅延自体は一定速度で減分する予設定カウンタを設けて行われ(ブロック249a)、各繰返しについて指示した時間間隔が経過したかどうかというテストが行われる(ブロック249)。次にサンプリング時の現在のCO₂値がブロック254において呼吸の呼気サイクル中のCO₂値の最大脱取値と比較される。次に判断ブロック256に示すテストが行われ現在のCO₂脱取値が新しい尖頭値を有するかどうかの判断がなされる。そうであればこの現在の脱取値は問題とする呼吸に対するCO₂尖頭値を示すものとして記憶される。この動作を第

35

CO₂ パラメータが完了しソフトウェアにより演算レジスタ内のさまざまなタイマ及び予め計算された値がクリアされシステムは次の呼吸のサンプリングの準備をする。これらの動作を第5 g 図のブロック268に示す。次に制御は第5 f 図のブロック242の“更新CO₂”シーケンスの開始に戻る。

再び第5 c 図の“G-モード更新”アルゴリズムに関し、“更新CO₂”シーケンスの後制御はブロック270に示す“更新O₂”動作に戻る。制御はブロック270を出ると第5 h 図及び第5 i 図のフロー図に示すシーケンスに入る。これはいわゆる“更新O₂”シーケンスでありブロック272に示すように第1ステップとして、チャネル3上のO₂瞬時値とこの特定呼吸について得られる最大脱取値との比較がなされる。判断ブロック274において現在のサンプルが前のいずれかのサンプルを越えたかどうか判断され、ブロック276において現在の脱取値が新しいO₂尖頭値として記憶される。この動作の後もしくは新しいサン

5 f 図のブロック258に示す。

現在のCO₂値が新しい尖頭値を有しないかもしくは尖頭値を有してその脱取値を記憶すると、制御は第5 g 図の判断ブロック260に向う。ここで呼気流が完了しているかどうかを判断するテストが行われる。そうでなければ動作262で示すように制御は第5 f 図のブロック242の入口点に戻る。呼気サイクルが完了しているものとする、波形分析器のマイクロプロセッサは呼気サイクル中のCO₂量を計算するようにされる。こうして生じるパラメータは記憶されCO₂呼気量の重み付平均値からなっている。電気的に記憶されるパラメータであるため、従来技術のような呼気サンプルを保持して後にパッチ型分析を行う保持室は除去される。これらの動作を第5 g 図のブロック264に示す。

判断ブロック246及び256のテスト結果が否定的で最小CO₂及び尖頭CO₂が予め記憶されていないと、これらの値はブロック266に示すように記憶されない。次にこの特定呼吸に対する

36

ルが尖頭値ではないという判断がなされた直後、チャネル1上の信号が再びサンプルされそれが正であつて呼気サイクルを示すかどうか判断される。このテストは第5 h 図の判断ブロック278により示されテストが否定的であれば、ブロック279bに示す元の比較ステップ272への飛越しが行われる。呼気サイクルが進行中であり位相遅延が生じていると、ブロック280に示すようにチャネル3上の現在の脱取値にその時間に対応する瞬時呼気流が乗じられ、現在の呼吸に対して積分される。ブロック279で位相遅延が生じていない場合には、ブロック279bに戻るブロック279aにより位相遅延が減分される。

第5 h 図においてO₂チャネルから取り出された現在の脱取値はブロック282において現在の呼吸の呼気時間中に得られるO₂最小脱取値と比較される。ブロック284はこの比較の結果とられるステップを示す。特に現在のチャネル3脱取値が同じ呼吸期間中に取り出された前の任意の脱取値よりも小さければ、それは新しい最小尖頭値

とみなされその値は保存されて後に後のサイクルの新しい現在の読取値と比較される。

記憶ステップの後制御は第5 i 図のフロー図入口点 G02 に行く。こうして判断ブロック 288 において呼吸サイクルが完了したかどうかの判断がなされ、そうでなければシーケンスは第5 h 図のブロック 272 の入口点 G0 に飛越す。しかしながら呼吸流が完了していると、次のステップは呼吸サイクルにわたってブロック 200 で得られた積を積分して O_2 呼吸量を計算し混合室の必要性を軽減することである。その結果生じるパラメータは重み付平均 O_2 量であり、前記さまざまな動作をブロック 290 に示す。次に動作 276 及び 286 に示すように最大 O_2 値及び尖頭 O_2 値が予め記憶されていない場合には、これらの値がブロック 292 で記憶されこの特定呼吸に対する O_2 分析を完了する。

次にこの時点でプロセスに使用するさまざまなタイマ及びカウンタがクリアされるかもしくは後の呼吸に同じ機能を繰り返すように開始される。

39

作ブロック 302 に示す。同様にテスト 296 により HR フラグ以外のフラグがアクティブであることが判ると、ブロック 304 においてさらにテストが行われて呼吸が完了しているかどうか判断される。再びそうでない場合には直ちに割込タスクに戻る。しかしながら呼吸が完了しておれば予めフォーマット化されている特定呼吸に対する全データストリングがブロック 306 において受信コンピュータへ送信される。

システム 10 は各呼吸に対して 40 個のパラメータをアクセス及び記憶することができる。いくつかのパラメータは (u) で示すように使用者が入力する。

入力する使用者パラメータ

1. 速度もしくは作業負荷、すなわち踏車もしくはエルゴメータ (u)
2. 高さもしくはパワー (u)、すなわちエルゴメータもしくは踏車
3. $\dot{V}E$ ATPS - (周囲気圧、温度及び圧力、飽和)

この動作を第5 i 図のブロック 294 に示す。このステップを完了すると制御は第5 c 図のブロック 270 に戻る。

さらに第5 c 図においてフラグ OF, GC もしくは G0 のいずれもがアクティブでない場合のチャンネル 4 上の心拍数 HR について次に考慮する。特に HR フラグのみがアクティブであるかどうかを判断するテストが判断ブロック 296 でなされる。それが更新を要する唯一のアクティブチャンネルであれば、ブロック 298 に示すテストをさらに行つて波形分析器 30 からコンピュータ 40 へデータ流が最後に送出されて以来 1 秒が経過したかどうか判断される。前の心拍数データの送出後 1 秒以上経過しておれば、ブロック 300 に示す動作が行われて毎分当りの新しい心拍数が計算され送信される。次に制御は割込タスクに戻つて前記計算及び送信を行う。

前の心拍数情報の送信後 1 秒経過する前に割込みが生じていると、再計算及び送信を行うことなく直ちに割込タスクに戻る。これを第5 c 図の動

40

4. O_2 真値
5. CO_2 真値
6. 呼吸数
7. 心拍数
8. O_2 飽和値
9. $\dot{V}E$ BTPS (体温、圧力、飽和)
10. $\dot{V}T$ BTPS - 身体状態による呼吸量
11. $\dot{V}O_2 - O_2$ 摂取量
12. $\dot{V}CO_2 - CO_2$ 摂取量
13. R - 呼吸比
14. O_2 パルス
15. $\dot{V}E / \dot{V}CO_2$
16. $PO_2(u)$ - 動脈 O_2
17. $CO_2(u)$ - 動脈 CO_2
18. $PH(u)$
19. ベース超過 (u)
20. $A - aPO_2$
21. \dot{V}_D / \dot{V}_T
22. O_2 / K_G
23. $\dot{V}E / \dot{V}O_2$

41

42

24. PET CO₂ - 最終呼吸 CO₂ の分圧
 25. カスタム位置 - 開
 26. PET O₂ - 最終呼吸 O₂ の分圧
 27. 心収縮圧 (使用者入力もしくは波形分析器から読取)
 28. 心拡張圧 (使用者入力もしくは波形分析器から読取)
 29. 相対時間
 30. 作業負荷
 31. $\dot{V}E$ STPD (標準温度、圧力、乾)
 32. VT/VC
 33. METS
 34. 吸気時間
 35. 最終呼吸総時間
 36. O₂ 吸気ベースライン
 37. CO₂ 吸気ベースライン
 38. カスタム変数 VT/TI
 39. カスタム変数 TI/TT
 40. 期間数
- システム 10 は一息ごとに 22 パラメータをア

43

15. $\dot{V}E/\dot{V}O_2$ (O₂ 換気等量)
16. O₂/kg (ml O₂/kg/分)
17. 心収縮 (mmHg)
18. 心拡張 (mmHg)
19. METS
20. PETO₂ (最終呼吸 O₂ %)
21. PETCO₂ (最終呼吸 CO₂ %)
22. 呼吸数

第 6 図は図表形式で個人の動的パラメータのプリントアウトを示しストレステスト中の測定パラメータを示す。

第 6 図の左から右に記載したパラメータを下記する。

1. 相対時間 (時間間隔による)
2. 呼吸量
3. 呼吸数
4. 呼換気
5. 分圧 - 最終呼吸 O₂
6. 分圧 - 最終呼吸 CO₂
7. O₂ 摂取量

45

クセス、計算及び記憶して後に作図し、それはこれらの動的値が作図に関して最も意味があるためである。CRT もしくはプリンタによる作図は最小及び最大値、すなわち 0 から所定値までの選定期間に制限することができる。

作図可能な動的値を下記する。

1. VT (呼吸量)
2. t (秒)
3. 作業負荷 (kpm)
4. VT/VC (%)
5. $\dot{V}E$ (分換気)
6. O₂ 真値 ($\dot{V}O_2/\dot{V}E$ STPD)
7. CO₂ 真値 ($\dot{V}CO_2/\dot{V}E$ STPD)
8. SaO₂ (O₂ 飽和 %)
9. $\dot{V}O_2$ (O₂ 消費 ml/分)
10. $\dot{V}CO_2$ (CO₂ 発生 ml/分)
11. 心拍数
12. R (呼吸比)
13. O₂ パルス (ml/bpm)
14. $\dot{V}E/\dot{V}CO_2$ (CO₂ 換気等量)

44

8. CO₂ 出力
9. 呼吸比 (CO₂/O₂)
10. O₂ 換気等量
11. CO₂ 換気等量
12. 心拍数
13. O₂ パルス/心拍数
14. エア酸素濃度計

波形分析器 30 は第 4 図の波形 "A" に示す呼吸流のベースライン閾値を検出する。この閾値により個人のパラメータのリアルタイム、一息ごとの分析が行われる。波形分析器 30 はさらに呼吸流値を増分しながら記憶し、第 4 図の波形 "B" 及び "C" に示すように CO₂ 信号及び O₂ 信号に位相遅延を生じる。これらの値は第 4 図の波形 "D" の ECG と共に波形分析器 30 に所要の入力パラメータを与えて計算を行い CPU 40 に出力する。波形分析器 30 は第 5 図のフロー図に示すように各呼吸のリアルタイム分析を行う。

システム 10 は受信アナログ信号をデジタル信号に変換する装置を有するマイクロプロセッサベ

46

ース波形分析器30とディスプレイ及び印字機能を制御するホストプロセッサを使用して信号の分布処理を行う。システム10はまた各呼吸後で次の呼吸の前に個人のパラメータの瞬時表示を行う。

サンプル管及びフロー測定モジュール16は可動であり、可調整スプリング腕リンク構成により位置決めされる。

好ましくは波形分析器30は呼吸量、最終呼吸CO₂、最終呼吸O₂及び心拍数を表示するLEDディスプレイ窓30を含んでいる。

発明の範囲内で本発明にさまざまな修正を加えることができる。流量PFT Labに接続されたA/D変換器をCPU40に接続し、32文字A/Nディスプレイを波形分析器30に接続することができる。CPU40をシステム10に専用なものとして開示したが、個々の使用者が必要と思えばシステム10に関係及び無関係な他の数値計算を行うように使用してCPU40を時分割使用することができる。

システム10は前記応用の他に他種の臨床応用

47

図、第2図は本装置のブロック図、第3図は第1図及び第2図の装置に使用する波形分析器の略ブロック図、第4図は第3図の波形分析器の代表的波形入力、第5a図～第5i図は第2図及び第3図のマイクロプロセッサベース波形分析器のフロー図、第6図は本装置の代表的プリントアウトである。

符号の説明

- 10…心肺訓練装置
- 12…フレーム
- 14…ニューモタコグラフ
- 16…マウスピース
- 18…差圧トランスジューサ
- 20…キャリア/復調増幅器
- 22…フロー管
- 24…O₂分析器
- 26…CO₂分析器
- 28…BCOモニタレコーダ
- 30…波形分析器
- 32…サイクルエルゴメータ

49

にも使用できる。研究対象には栄養学の研究やカロリー要求の研究が含まれる。システム10は柔軟性のある専用システムとして開示したが、非専用動作モードで使用することもできる。

CPU40、キーボード44及び作図プリンタをラック12内に組込み、CPU40は下部パネル内に配置し上部パネルはキーボード44の替りにポリカーボネートオーバーレイキーボードのために使用することができる。作図プリンタもラック12内に設けてシステム10の一体型単一ラックユニットとすることもできる。

システム10は訓練の第1呼吸を監視及び分析して訓練に対する新陳代謝応答、例えば脈拍量の増加に寄与する心臓出力の増加を評価することに御注意願いたい。

システム10はまたシステム10の動作に独特なリアルタイムで入力パラメータ信号のアナログ信号の位相遅延を校正する。

4.図面の簡単な説明

第1図は本発明の心肺訓練装置の実施例の斜視

48

- 34…踏車
- 36…エア酸素濃度計
- 38…心臓ストレス装置
- 40…中央処理装置
- 42…陰極線管ディスプレイ
- 44…テレタイプライタキーボード
- 48…グラフィック複写器
- 50…テープドライブ
- 52…オプションディスク

代理人 浅 村 皓

50

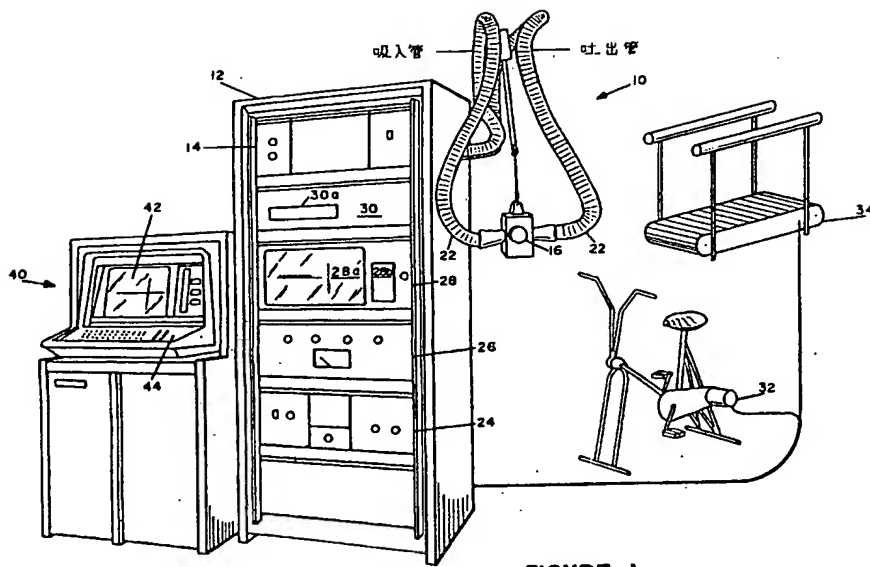


FIGURE 1

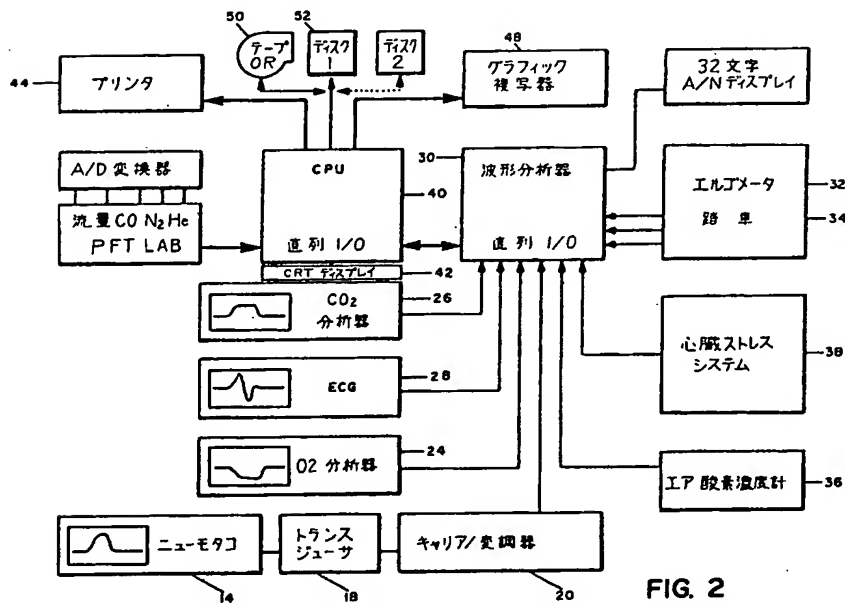


FIG. 2

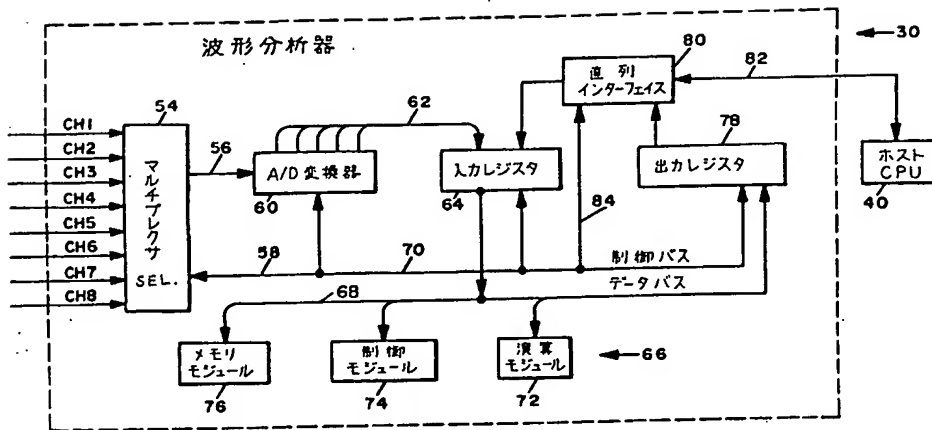


FIG. 3

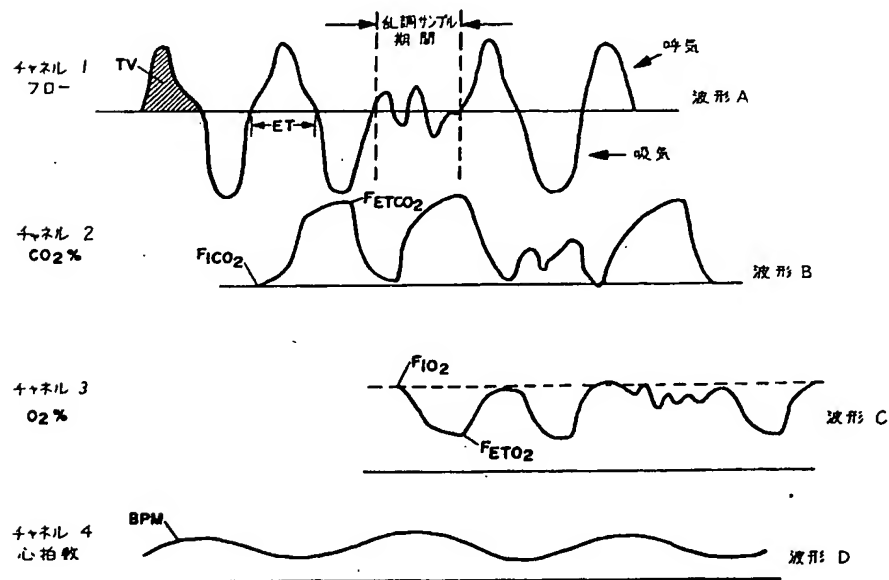
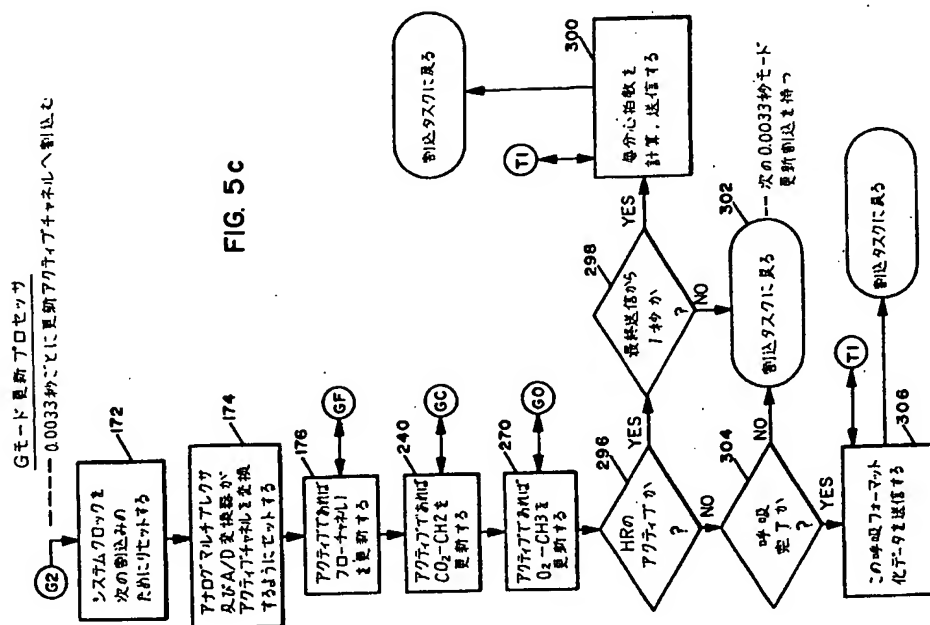
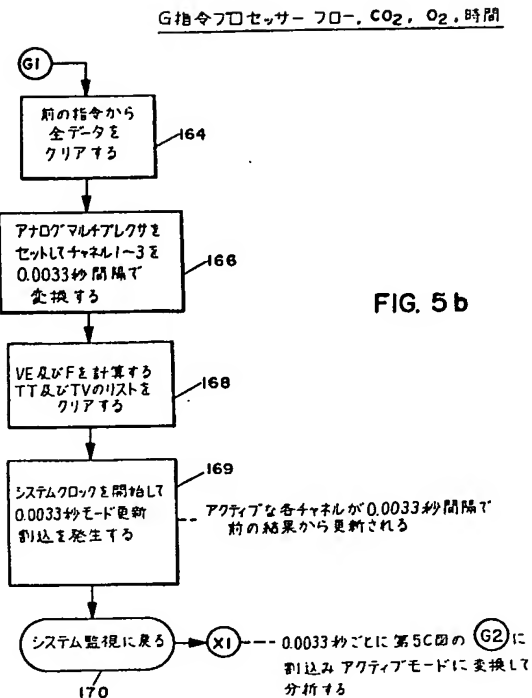
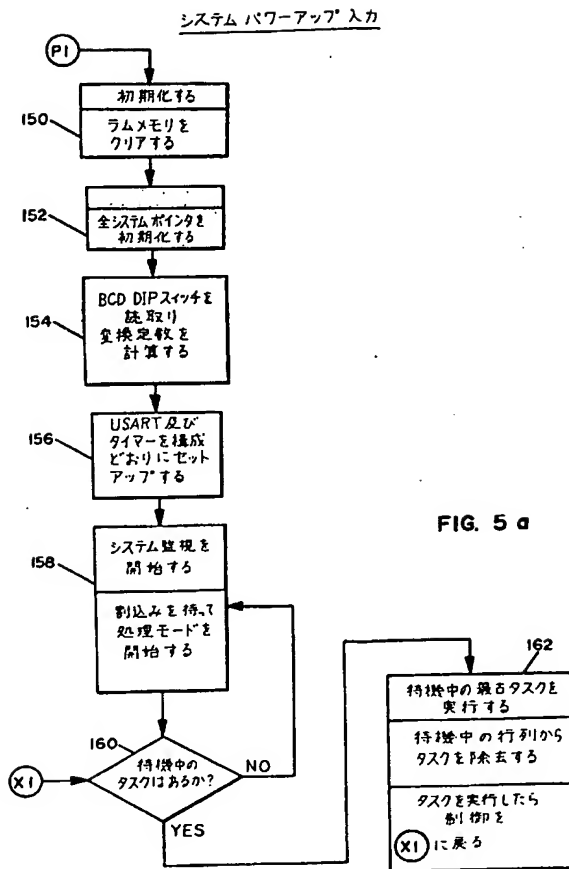


FIG. 4



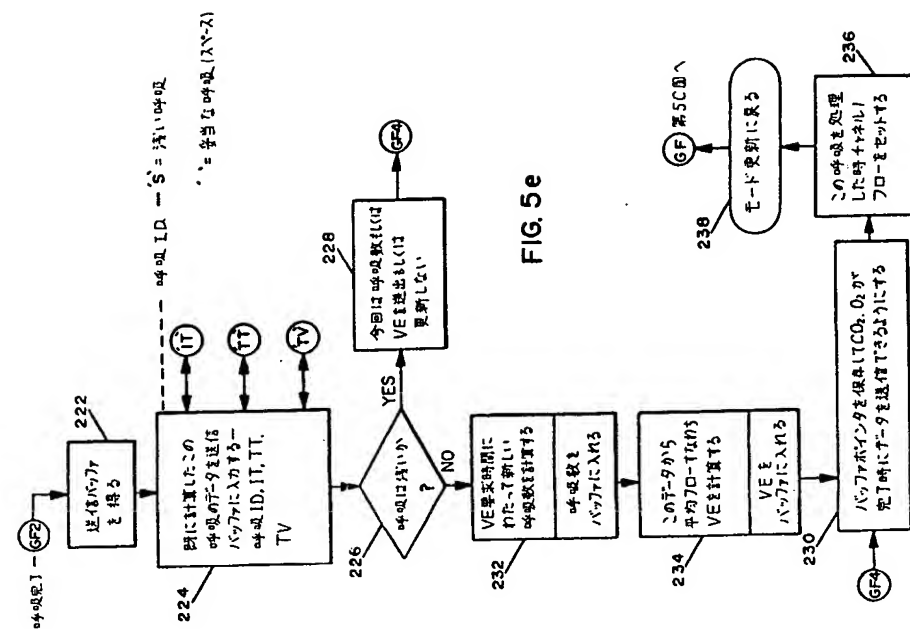


FIG. 5e

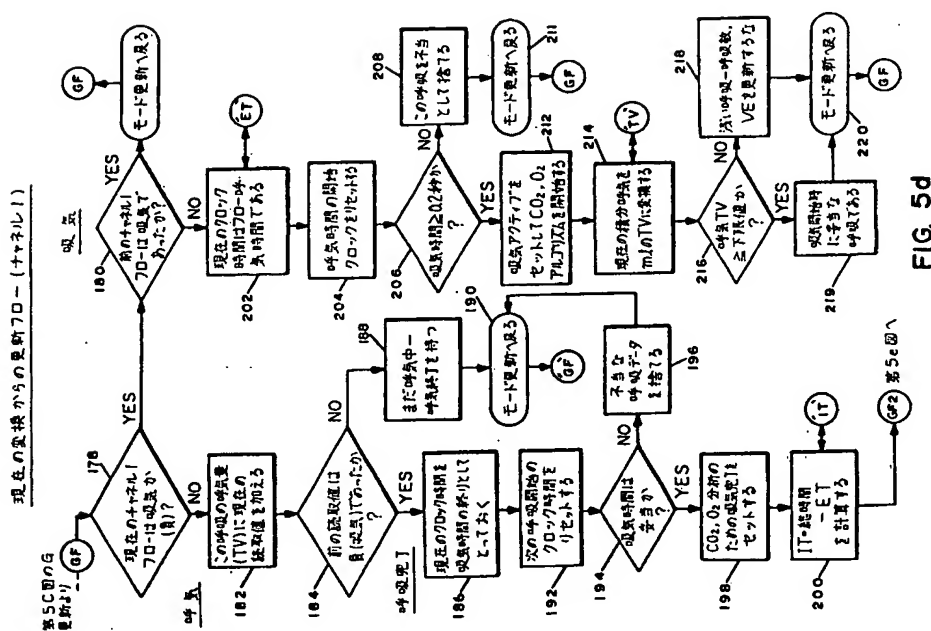
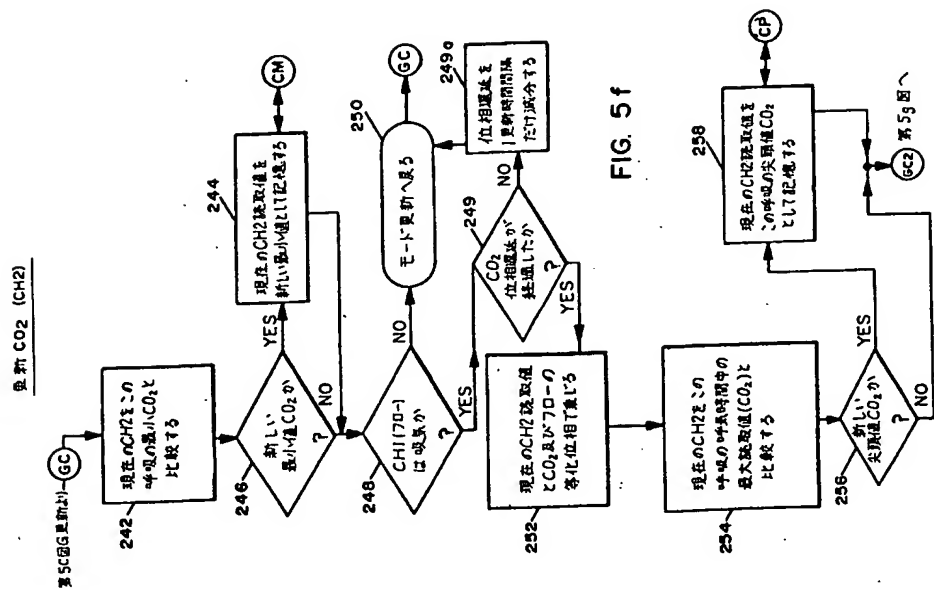
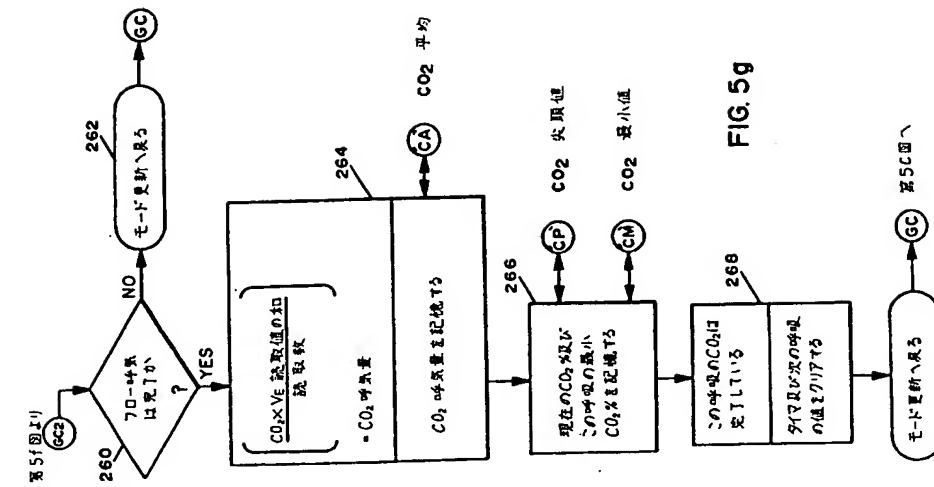


FIG. 5d



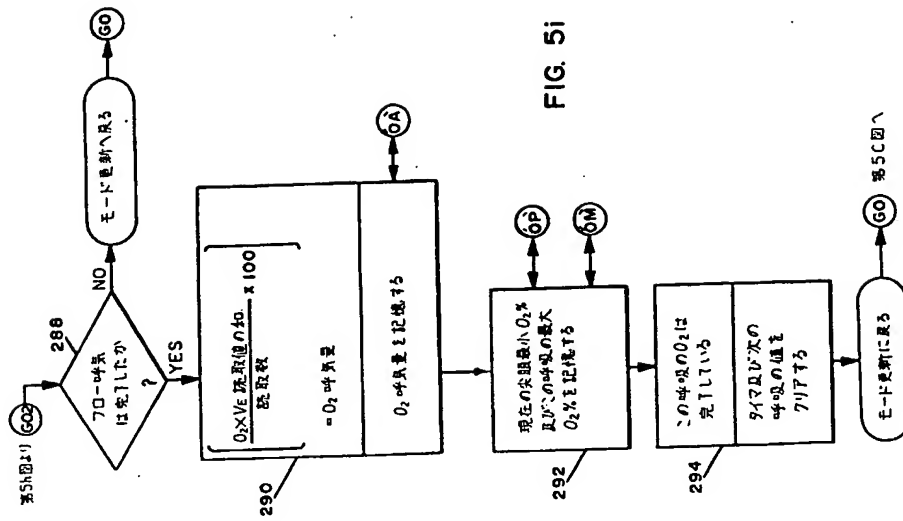
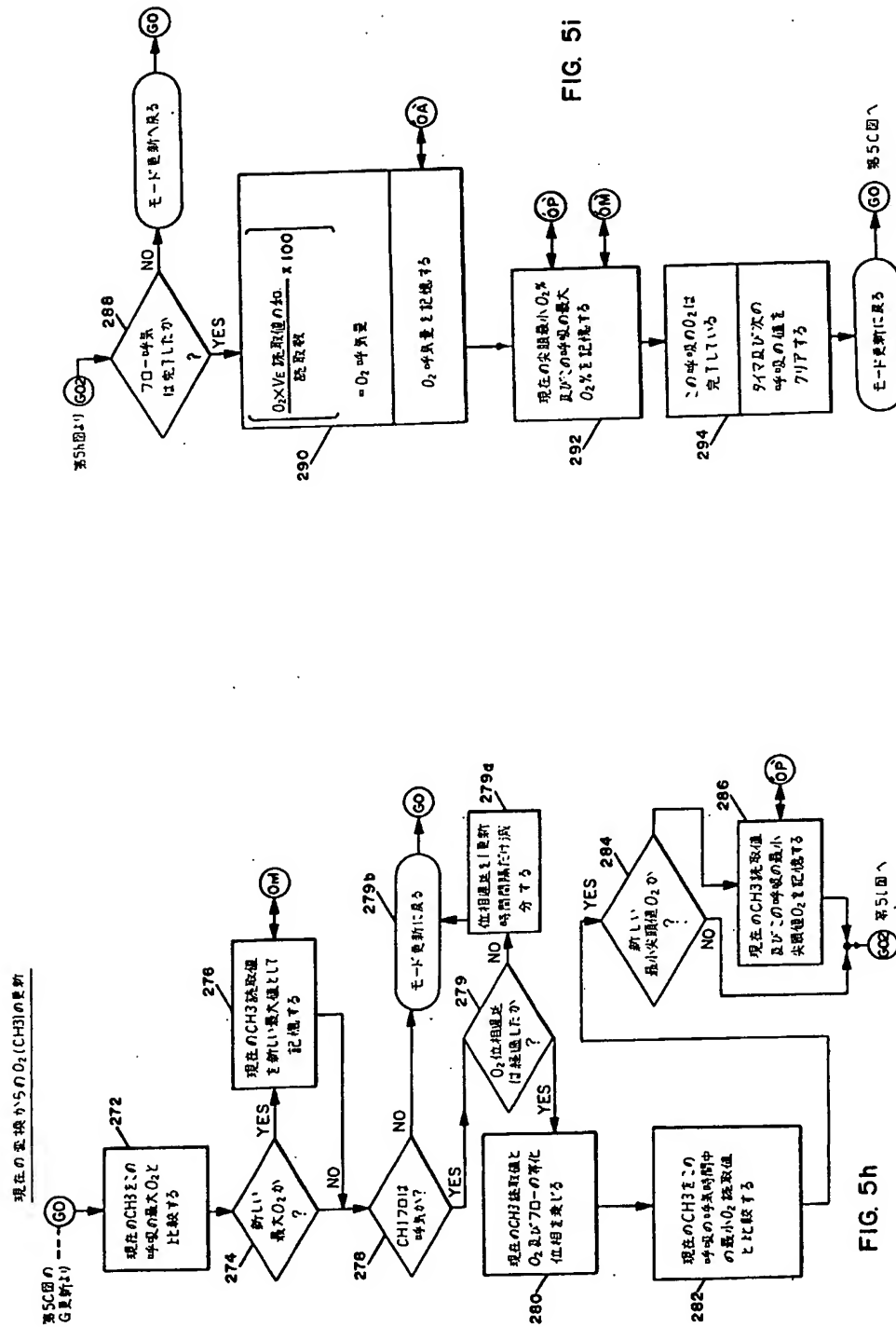


FIG. 6

28-AUG-81 CARDIOPULMONARY EXERCISE TEST													
CURT INTERVAL 4		WORK LOAD 450		SYSTOLIC: 4		DIASTOLIC: 4		$\dot{V}E$		$\dot{V}E$		$\dot{V}O_2$	
SECS	VT	RR	$\dot{V}E$	PETO ₂	PETCO ₂	$\dot{V}O_2$	$\dot{V}CO_2$	R	$\dot{V}O_2$	$\dot{V}CO_2$	HR	$\dot{V}O_2/HR$	SAT
252	1573	17	22	97.6	43.8	903	822	0.91	18	19	115	7.9	0
254	1233	26	27	97.6	43.8	957	861	0.90	20	22	116	8.2	0
256	1135	33	31	97.9	43.1	1104	954	0.86	19	22	117	9.4	0
262	2171	11	20	98.7	48.2	970	877	0.90	15	17	118	8.2	0
264	1172	27	26	91.4	47.9	1068	863	0.81	17	21	118	9.0	0
267	1898	17	27	94.1	44.8	1200	1062	0.88	17	19	119	10.1	0
270	1456	25	30	94.5	44.8	1242	1043	0.84	17	21	120	10.4	0
272	1551	23	29	94.1	44.8	1209	1033	0.85	17	20	120	10.1	0
275	1586	22	29	95.8	43.8	1167	1036	0.89	18	20	121	9.6	0
278	1726	18	26	95.8	45.1	1144	1058	0.92	17	18	122	9.4	0
280	1377	30	34	96.2	44.8	1294	1103	0.85	19	22	122	10.6	0
283	1866	21	32	93.1	46.9	1423	1282	0.90	17	19	123	11.6	0
288	2949	12	28	93.4	46.9	1225	1159	0.95	18	19	124	9.9	0
291	1634	21	29	95.1	46.2	1206	1069	0.89	17	19	123	9.8	0
295	2170	16	28	94.1	46.9	1224	1146	0.94	17	18	123	9.9	0
297	1455	24	29	93.1	47.5	1219	1087	0.89	17	19	123	9.9	0
301	2305	19	36	93.8	46.5	1474	1382	0.94	18	19	124	11.9	0